

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

B3



⑮ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND

⑫ Offenlegungsschrift

⑩ DE 40 25 799 A 1

⑤ Int. Cl.⁵:
A 61 B 17/22



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑲ Aktenzeichen: P 40 25 799.1
⑳ Anmeldetag: 15. 8. 90
㉑ Offenlegungstag: 20. 2. 92

DE 40 25 799 A 1

⑦① Anmelder:
Angiomed AG, 7500 Karlsruhe, DE

⑦② Vertreter:
Lichti, H., Dipl.-Ing.; Lempert, J., Dipl.-Phys.
Dr.rer.nat., Pat.-Anwälte, 7500 Karlsruhe

⑦③ Erfinder:
Lindenberg, Josef, 7500 Karlsruhe, DE;
Schnepf-Pesch, Wolfram, 7506 Ettlingen, DE;
Starck, Erhard, Priv.-Doz. Dr., 6242 Kronberg, DE

⑤④ Vorrichtung zur Atherektomie

⑤⑤ Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Atherektomie mit mindestens einem drehbaren Teil zum Abtragen von Ablagerungen, Okklusionen, oder dergleichen in einem Gefäß. Eine solche Vorrichtung sieht erfindungsgemäß vor, daß das drehbare Teil zwischen einer schenkelartigen Stellung und einer radial spreizbaren Stellung verstellbar ist.

DE 40 25 799 A 1

DE 40 25 799 A1

1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Atherektomie mit mindestens einem drehbaren Element zum Abtragen von Belägen, Okklusionen, oder dergleichen in einem Gefäß.

Es ist eine derartige Vorrichtung zur Atherektomie bekannt, die an dem proximalen Ende einer als schraubenförmig gewickelten Draht ausgebildeten Antriebswelle zwei konisch aufeinander zugerichtete Schneidmesser aufweist. Im Hinblick auf eine nicht eindeutige Terminologie hinsichtlich der Bezeichnung proximal und distal wird in der vorliegenden Anmeldung unter Berücksichtigung, daß rumpfwärts bzw. zum Herzen hingeliegene Teile einer Extremität durchgängig als "proximale" bezeichnet werden, das zum Herzen hingeliegene Ende der erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. eines Teils derselben als proximal und der zum Operateur hinggerichtete Teil als distaler bezeichnet.

Bei der bekannten Vorrichtung hat der distale Bereich der Schneiden aufgrund der zum proximalen Ende hin konischen Zurichtung einen erheblichen Durchmesser, wobei auch die Welle einen entsprechenden Durchmesser hat. Da die Welle durch einen Katheter geführt werden muß, muß dieser einen entsprechend noch größeren Durchmesser haben. Der durch die bekannte Vorrichtung zu schaffende Kanal durch eine Stenose oder einem Verschuß in einem Gefäß bestimmt daher die Größe der Punktionsstelle zum Einführen der Vorrichtung, die einen wesentlich größeren Querschnitt aufweisen muß, als der im Gefäß freizulegende Kanal. Die durch Schraubenwicklung eines Drahtes gebildete Welle läßt sich aufgrund ihrer Stärke schlecht abdichten, so daß Blut aus dem Gefäß und distal aus der Vorrichtung austreten kann. Bei stärkerer Festklemmung eines Abdruckventils erhöht sich die Reibung derart, daß eine Beschädigung der Antriebswelle eintreten kann.

Es ist bekannt, zum Abtragen von Ablagerungen, wie thrombotische Okklusionen in Gefäßen oder dergleichen durch ein in das Gefäß zum Verschuß beziehungsweise der Verengung hingeführtes drehbares Element abzutragen, eine Rotation im Bereich von 100 000 Umdrehungen pro Minute zu verwenden, um das Okklusionsmaterial zu pulverisieren. Es besteht die Gefahr, daß die pulverisierten Teilchen sich wieder an anderen Stellen, möglicherweise in wesentlich engeren, aber wichtigen Gefäßen, ablagern und dort zu Schädigungen führen können. Andere mit geringer Drehzahl bis höchstens 500 Umdrehungen pro Minute umlaufende Vorrichtungen beschränken sich darauf, das gefäßverschließende Material zur Seite zu drängen. Hiermit kann eine zuverlässige dauerhafte Freilegung einer Stenose erreicht werden, von einer Öffnung einer Okklusion ganz zu schweigen. Es sind weiterhin Vorrichtungen bekannt, die verengendes Material im Gefäß in der einen oder anderen Form herauszuschneiden. Soweit hier ein drehender Katheter eingesetzt wird, so besteht die Gefahr, daß dieser bei seiner Drehung die Gefäßwand mitnimmt, und so eine Verschlingung zu verursachen droht, so daß auch hier nur mit sehr geringen Geschwindigkeiten gearbeitet werden kann. Soweit das Abtragen durch an einer Welle durch einen Katheter geführte Arbeitswerkzeuge geschieht, so müssen diese mit Abstand zur Kathetermündung arbeiten, so daß gegebenenfalls durch den Katheter ausgeübte Sog zur Entfernung der abgetragenen Partikel nicht ausreicht, sämtliche Partikel mitzuziehen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, unter Ver-

2

meidung der vorgenannten Nachteile eine verbesserte Atherektomie-Vorrichtung zu schaffen.

Erfindungsgemäß wird die genannte Aufgabe durch eine Atherektomie-Vorrichtung gelöst, welche dadurch gekennzeichnet ist, daß das drehbare Teil zwischen einer achsnahen Stellung und einer radial spreizbaren Stellung verstellbar ist. In bevorzugter Weise kann vorgesehen sein, daß die Schneide(n) sich in der achsnahen Stellung im wesentlichen axial erstreckt (erstrecken).

Durch die Vorrichtung von radial spreizbaren Elementen zum Abtragen der Beläge etc. wird es ermöglicht diese zunächst in ihrer kontrahierten Stellung in das Gefäß einzuführen, so daß eine Funktion mit einem geringen Querschnitt notwendig ist. Andererseits können die Elemente am Operationsort radial gespreizt werden, so daß mit ihnen eine Atherektomie mit einem im Gefäß freigelegten Kanal durchgeführt werden kann, der einen wesentlich größeren Querschnitt als die notwendige Funktionsstelle aufweist. Hierdurch wird die Belastung des Patienten reduziert. Weiterhin wird das Arbeiten mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung erleichtert.

Gemäß bevorzugter Ausgestaltungen ist vorgesehen, daß das drehbare Teil in seiner gespreizten Stellung vorgespannt ist und daß das drehbare Teil aus einer Ti-Ni-Legierung (Titanmickel, Nitinol) besteht, wobei insbesondere das drehbare Teil durch Einziehen in ein hohles längliches Führungsteil (Katheter) in seine achsnahen Stellung bringbar ist. Weiterbildungen sehen vor, daß das drehbare, einstellbare Teil an seinem vorderen Ende in einen flexiblen Führungsdrahtabschnitt übergeht, der an seinem vorderen Ende zumindestens abgerundet ist und daß das vordere Ende des Führungsdrahtabschnittes mit einer Kugel versehen ist.

Grundsätzlich können die Elemente durch ein Spreizelement nach außen in ihre Schneid- bzw. Betriebstellung gestellt werden. Nach einer solchen Ausgestaltung wird der Erweiterungsvorgang der Gefäßverengung auf jeden Fall von deren proximalen Ende her durchgeführt, wobei die Elemente zunächst in kontrahierter Vorrichtung durch einen in herkömmlicher Weise ausgebildeten Kanal dort hinbewegt wurden, bevor sie radial gespreizt werden. Grundsätzlich das gleiche Vorgehen kann auch vorgenommen werden, ist aber nicht notwendig, bei einer Ausgestaltung, bei der Endbereiche der Elemente axial aufeinander zubewegbar sind. Bei dieser Ausgestaltung sind die Elemente elastisch flexibel ausgebildet und werden radial dadurch gespreizt, daß mit Axialabstand auf jeweils einem Element liegende Punkte axial aufeinander zubewegt werden, wodurch die vorzugsweise drahtförmigen Elemente radial nach außen gebogen werden.

Diese Ausgestaltung weist den Vorteil auf, daß keine sich nach außen erstreckenden freien Stirnseiten oder Enden der Elemente vorhanden sind.

Die axiale Spannung der Elemente wird in der bevorzugten Ausgestaltung dadurch erreicht, daß die Elemente an Tragteilen ausgebildet sind, die an den Abstand zueinander angeordneten Verbindungsstellen zusammengehalten sind und daß die Verbindungsstellen axial aufeinander zubewegbar sind. Die Elemente weisen vorzugsweise auf einem Teilbereich der Drahtteile durch Zuschleifen ausgebildete Schneiden oder Messer auf. Die Schneiden weisen dabei im wesentlichen in tangentialer Richtung eines durch die Drahtteile gebildeten Rotationskörpers. Das Spannen kann in konkreter Weise dadurch geschehen, daß durch die Verbindungsstellen ein Zugdraht geführt ist, mittels dem die Verbindungsstellen zueinander hinziehbar sind, wobei weiter-

DE 40 25 799 A1

3

hin vorgesehen sein kann, daß die Drahtteile im Bereich der Verbindungsstellen durch Hölzen zusammengehalten sind.

Weitere Ausführungen sehen vor, daß die spreizbaren Elemente distal mit einem schraubenförmig gewickelten Hohlrohr verbunden sind und daß sich an die Elemente bzw. Drahtstücke proximal beim schraubenförmig gewickelter Hohlrohransatz anschließt, wobei der distal ausgebildete Hohlrohr eine Antriebswelle zum Drehantreiben der Schneiden bildet. Während die spreizbaren Elemente bzw. die Drahtteile, auf denen gegebenenfalls Schneiden ausgebildet sind, grundsätzlich separat von den Hohlrohrabschnitten ausgebildet sein und mit diesen in geeigneter Weise fest verbunden sein können, beispielsweise durch Löten, Festklemmen oder dergleichen, sieht eine äußerst bevorzugte Ausgestaltung vor, daß die Elemente bzw. die Drahtstücke einstückig mit den Hohlrohrteilen ausgebildet sind.

Der proximal zu den Elementen angeordnete Hohlrohransatz trägt dazu bei vor der Aufweitung des Gefäßlumens eine Rekanalisation zu schaffen, um den Aufweit- und Abtragvorgang durch die Elemente vom proximalen Ende der Verengung her vorzunehmen zu können.

Wenn gemäß weiterer bevorzugter Ausgestaltung vorgesehen ist, daß der Zugdraht die Elemente bzw. Einzeldrähte proximal überragt und an seinem überragenden Ende ein erweitertes Widerlager gegen eine distal ausgeübte Zugkraft befertigt ist und daß das Widerlager als Kugel ausgebildet ist, so kann durch Ziehen am Zugdraht in distaler Richtung über das Widerlager die Zugkraft auf den proximalen Zusammenführungsbereich der Verbindungsbereich der gegebenenfalls Schneiden tragenden Einzeldrähte übertragen werden, so daß dieser Verbindungsbereich in dieser Weise zum distalen Verbindungsbereich der Einzeldrähte gezogen werden kann, wodurch diese sich — gegebenenfalls mit ihren Schneiden — radial nach außen stellen.

Während die Rekanalisation grundsätzlich in bekannter Weise durchgeführt werden kann, sieht eine bevorzugte Ausgestaltung vor, daß die erfindungsgemäße Vorrichtung hierzu eingesetzt werden kann, so daß vermieden wird, daß verschiedene Instrumente durch den Führungskatheter wiederholt einzeln eingebracht werden müssen. Hierzu ist die am sich durch den proximalen Hohlrohrabschnitt hindurcherstreckenden Zugdraht ausgebildete Kugel oder allgemein ein Widerlager mit Schneidteilen versehen. Solche Schneidteile können durch auf der Kugel angebrachte Diamantsplitters, durch an dieser ausgefrästen Schneiden oder auf dieser befestigten Schneidfolie gebildet sein.

In weiterer Ausgestaltung kann insbesondere vorgesehen sein, daß der Zugdraht als Hohlrohr ausgebildet ist und sich dessen Hohlraum gegebenenfalls durch das Widerlager hindurch erstreckt. Bei einer solchen Ausgestaltung kann zunächst in völlig üblicher Weise ein herkömmlicher Führungsdraht gelegt werden, über den dann die erfindungsgemäße Vorrichtung eingeführt wird. Hierdurch wird neben einem antegraden Ausschälen des Gefäßes insbesondere ein retrogrades Freilegen unterstützt.

In einer anderen Ausgestaltung ist vorgesehen, daß die Vorrichtung bzw. die spreizbaren Elemente zangenartig ausgebildet ist. Dabei ergibt sich eine besonders einfache Realisierung, wenn die Schneiden angeschliffene Axialkanten der Zangenbacken sind.

Um abgetragene Ablagerungsteile zur Kathetermündung zu bewegen, damit diese von dort anliegendem

4

Unterdruck zuverlässig abgesaugt werden können, sieht eine Weiterbildung mit einem motorischen Antrieb mit einem Anschlußteil zum (indirekten) Anschluß des drehbaren Teils der Vorrichtung zum Entfernen von Ablagerungen oder dergleichen vor, daß das Anschlußteil in axialer Richtung relativ zur Führungsteil-Aufnahme hin- und herbewegbar ist.

Durch die axial bewegliche Ausgestaltung des durch den Antrieb getriebenen Anschlußteils desselben für die die Ablagerung abtragenden Arbeitswerkzeuge (die in unterschiedlichster Weise ausgeschaltet sein können) wird es möglich, die Arbeitswerkzeuge einerseits zum Abtragen des zu entfernenden Materials aus der Kathetermündung heraus in den Bereich der Stenose oder Okklusion einzuführen und andererseits rhythmisch die Arbeitswerkzeuge unter Aufrechterhaltung der Arbeitsdrehung zur Kathetermündung und gegebenenfalls teilweise in diese hinein zurückzubringen, so daß mit den Arbeitswerkzeugen mitgeführte Partikel zuverlässig durch den im Katheter oder im hohlen Führungsteil ausgeübten Unterdruck abgesaugt werden können.

Die durch den Antrieb getriebenen Arbeitswerkzeuge können in unterschiedlicher Weise ausgebildet sein. Es können spiralförmige Ausbildungen oder Körbchenausbildungen sein, bei denen also Abtragungselemente in Form von Drähten — stumpf oder zugeschärft — in Axialrichtung auf dem Umfang eines fiktiven Rotationsellipsoids angeordnet sind. Diese beiden Ausgestaltungen fangen in dem durch die Abtragungsdrähte beziehungsweise die Schrauben- oder Wendelambildung gegebenen Bereich abgetragenes Material und können dieses daher bei ihrer Zurückbewegung zur Mündung des hohlen Führungsteils hin zuverlässig mitnehmen, so daß das abgetragene Material zuverlässig abgesaugt wird. Grundsätzlich sind aber auch andere Ausgestaltungen der Werkzeuge möglich.

Die axiale Hin- und Herbewegung des Anschlußteils des erfindungsgemäßen Antriebs und damit der mit diesem verbundenen Arbeitswerkzeuge erfolgt in einer bevorzugten Ausgestaltung manuell, wobei vorteilhafterweise vorgesehen ist, daß das drehbare Anschlußteil manuell hin- und herbewegbar ist. Hierdurch kann der Operateur die axiale Hin- und Herbewegung der Arbeitswerkzeuge in gewünschter Weise steuern und einstellen. Zur Erleichterung und Entlastung des Operateurs kann in alternativer Weise auch vorgesehen sein, daß das drehbare Anschlußteil motorisch axial hin- und herbewegbar ist. Der Axialantrieb kann dabei derart ausgebildet sein, daß eine axial fest, aber drehbar mit dem Anschlußteil und drehfest mit dem Gehäuse des Antriebs verbundene Hülse mit einer geschlossenen, in Form eines Meanders um den Umfang geführten Nut, in der die Hocken eines mit gegenüber der Winkelgeschwindigkeit des Anschlußteils geringer Winkelgeschwindigkeit umlaufenden Übertragungssteils eingreift. Die Hin- und Herbewegung kann von dem gleichen Motor abgeleitet sein, der die hochtourige Drehbewegung im Bereich von wenigen 100 bis 2000 Umdrehungen pro Minute des Anschlußteils und damit der Arbeitswerkzeuge bewirkt, indem zwischen der Antriebswelle des Motors und dem Umsetzgetriebe zur Umsetzung eines Drehantriebs in die lineare Hin- und Herbewegung ein Übersetzungsgetriebe angeordnet ist, wie es beispielsweise grundsätzlich aus Uhrwerken bekannt ist.

Zum Anschluß der Arbeitswerkzeuge beziehungsweise desselben über eine durch das Führungsteil hindurchragende Welle kann das Anschlußteil ein Kopp-

5

DE 40 25 799 A1

lungselement beispielsweise in Form eines Luer-Loks oder dergleichen aufweisen. Das hohle längliche Führungsteil, insbesondere ein Katheter, wird mit dem Antrieb fest dadurch verbunden, indem an der Aufnahmeeinrichtung für diesen eine in axialer Richtung beidseitig durch Schultern begrenzte nach innen gerichtete Umfangsnut ausgebildet ist, in die radial Flanschteile des Katheters oder mit diesem fest verbundene Elemente eingesetzt werden können.

Der Antrieb weist vorzugsweise einen Elektromotor auf und ist, um einerseits eine Unabhängigkeit vom Stromnetz zu gewährleisten, andererseits aus sicherheitstechnischen Gründen mit einem eigenen Energiespeicher versehen. Dieser kann ein auf ladbarer Akkumulator oder aber eine Batterie sein. In beiden Fällen ist es vorteilhaft, weiterhin vorzusehen, daß die Anzeigeeinrichtung eine LCD-Anzeige ist. Hierdurch wird der Operateur rechtzeitig auf mangelnden Energievorrat des Energiespeichers und Abfall der Spannung hingewiesen, so daß er während einer Operation hiervon nicht überrascht wird, sondern rechtzeitig vorher den Energiespeicher austauschen kann. Vorzugsweise ist auch der Akkumulator auswechselbar in einem entsprechenden Fach im Gehäuse angeordnet. Eine weitere bevorzugte Ausgestaltung sieht vor, daß der Antrieb mit einem Geschwindigkeitsregler versehen ist. Weiterhin weist er selbstverständlich einen Ein- und Ausschalter auf.

Weitere Vorteile und Merkmale der Erfindung ergeben sich aus den Ansprüchen und aus der nachfolgenden Beschreibung, in der zwei Ausführungsbeispiele der Erfindung unter Bezugnahme auf die Zeichnung im einzelnen erläutert ist. Dabei zeigt:

Fig. 1 eine Seitenansicht der wirksamen Teile einer ersten Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Fig. 2 eine Seitenansicht, teilweise geschnitten, des Arbeitsbereichs einer anderen Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung in Einführungszustand;

Fig. 3 den Gegenstand der Fig. 2 im Arbeitszustand;

Fig. 4 einen Schnitt entsprechend III-III der Fig. 3;

Fig. 4a einen Schnitt entsprechend der Fig. 4 mit stumpfen Körbchendrahten;

Fig. 5 eine Gesamtdarstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung mit Antriebsteil;

Fig. 6 eine zangenartige Ausbildung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Fig. 7 ein weiteres Ausführungsbeispiel;

Fig. 8 eine Seitenansicht eines Antriebs;

Fig. 9 eine Draufsicht auf den Antrieb entsprechend dem Teil der Fig. 8;

Fig. 10 eine bevorzugte Ausführungsform der Koppelung des Linearantriebs mit dem mitteltourigen Drehantrieb.

Fig. 11 die schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels für einen motorischen hin- und hergehenden Linearantrieb des Anschlußteils.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Atherektomie in der Ausführungsform der Fig. 1 weist eine durch einen Katheter 6 geführte Antriebswelle auf. Die Antriebswelle 1 ragt an dem nicht dargestellten rückwärtigen Ende aus dem Katheter 6 heraus und ist dort von Hand oder mittels eines dort vorzusehenden motorischen Antriebs antreibbar. Die Antriebswelle 1 ist weiterhin im Katheter 6 axial hin- und herbewegbar. Am vorderen Ende 6 der Antriebswelle 1 ist eine Hülse 11 aufgeklemmt. In der Hülse 11 sind weiterhin Enden von vier ein Körbchen 9a bildenden Drähten 2, 3, 4, 5 festge-

6

klemmt.

Die Litzendrähte 2 bis 5 sind bogenförmig vorgespannt, so daß jeweils die beiden sich diagonal gegenüberstehenden Drähte 2, 4 beziehungsweise 3, 5 in ihrem Mittenbereich einen Abstand D haben, der wesentlich über dem Durchmesser von Antriebswelle 1 aber auch Katheter 6 liegt. Weiterhin sind die Litzendrähte 2 bis 5 in sich s-förmig gebogen, wie dies in der Fig. 1 dargestellt ist. Die Litzendrähte 2 bis 5 bestehen aus einer Titan-Nickel-Legierung, wie sie unter der Bezeichnung Titan-Nickel oder Nitinol bekannt ist. Litzendrähte 2 bis 5 aus diesem Material weisen eine hohe Flexibilität und eine hohe Ermüdungsfreiheit auf. Weiterhin weisen sie eine hohe Angulare oder Torsionsstabilität auf, die, da die Litzendrähte 2 bis 5 bei ihrem bestimmungsgemäßen Einsatz über die Antriebswelle 1 gedreht werden sollen, wesentlich ist, damit keine Verwindungen auftreten, sondern die auf die Welle 1 ausgeübte Drehung vollständig auf das Körbchen 9a übertragen wird, diese sich insbesondere mit der auf die Welle ausgeübten gleichmäßigen Drehgeschwindigkeit dreht, ohne zügliche Veränderungen der Drehgeschwindigkeit, Verlangsamung und Beschleunigung in Form eines rhythmischen Schlagens, wie es bei anderen Materialien der Fall sein kann.

An ihren vorderen Enden sind die Litzendrähte 2 bis 5 in einer weiteren Hülse 8 zusammengefaßt und gehen entweder einstückig in einen Führungsdrahtabschnitt 9 über oder aber ein solcher Führungsdrahtabschnitt 9 ist ebenfalls durch die Hülse 8 festgeklemmt. Statt Festklemmungen durch Hülse 8, 11 können auch Verschweißungen vorgesehen sein. Bei einstückiger Ausbildung besteht der Führungsdrahtabschnitt 9 ebenfalls aus der entsprechenden Titan-Nickel-Verbindung, während er bei separater Ausbildung aus anderem Material bestehen kann. An dem Körbchen 9a abgewandten vorderen oder proximalen Ende 13 des Führungsdrahtabschnitts 9 ist dieser mit einer Kugel 22 versehen.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung wird in ein Blutgefäß eingeführt, in dem eine Verengung auszuräumen ist, in dem das Körbchen 9a sich im Inneren des Katheters 6 befindet. Hierdurch werden die Litzendrähte 2 bis 5 axial gegeneinandergedrückt, so daß sie mit dem Katheter 9 in das Gefäß eingeführt werden können. Zum Einsatz wird das Körbchen 9a aus dem vorderen Ende des Katheters 6 über die Antriebswelle 1 herausgeschoben, worauf sich das Körbchen 9a unter der Eigenspannung der Litzendrähte 2 bis 5 in eine erweiterte Wirkstellung aufstellt, die radial durch die Wandung des zu behandelnden Gefäßes bestimmt wird. Durch Drehen des Antriebsrads 1 und damit des Körbchens 9a kann letzteres eine Verengung freiräumen und erweitern. Das erfindungsgemäße Körbchen weist insbesondere Litzendrähte 2 bis 5 aus Runddraht auf und ist vor allem auch vorzugsweise einsetzbar, wenn eine Verengung zunächst in anderer Weise erweitert wurde, um anschließend Ablagerungsmaterial, wie auch faserförmiges, unmittelbar auf den Gefäßwandungen zu entfernen, ohne diese zu beschädigen.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung der Ausgestaltung der Fig. 2 folgende weist in der dargestellten Ausführungsform einen flexiblen Hohlrohr 1 als Antriebswelle auf, der beispielsweise durch Wendeln von drei Litzen 2, 3, 4, gebildet ist. Der Hohlrohr 4 ist durch einen Katheter 6 geführt. In einem als Zusammenführungsstelle 7 bezeichneten Bereich ist die Schraubenwicklung der Einzeldrähte 2, 3, 4 aufgehoben und diese sind im wesentlichen parallel zueinander axial geführt.

DE 40 25 799 A1

7

bis sie in einem weiteren Zusammenführungsbereich 8, der mit Abstand zu dem erstgenannten angeordnet ist, wieder zusammengeführt und in Schraubgewindeführung zu einem weiteren Abschnitt 9 des Hohlrautes 1 gebildet sind. An den Zusammenführungstellen 7, 8 können Hülsen 11, 12 aufsitzen, die ein Aufdrehen der gewickelten Bereiche verhindern. Am proximalen Ende 13 kann ebenfalls eine Hülse 14 auf dem Hohlrohr 1 aufgeklemmt sein.

Durch den gesamten Hohlrohr 1 erstreckt sich frei und axial zu diesem verschlebbar ein Zugdraht 21. Daß aus dem proximalen Ende 13 des Hohlrohransatzes 9 herausragende Ende des Zugdrahts 21 ist mit einem Widerlager in einer Kugel 22 versehen, deren Durchmesser zumindestens über dem Innendurchmesser des Hohlrohransatzes 9 liegt und vorzugsweise dem Außendurchmesser des Hohlrohransatzes 9 bzw. der Hülse 14 entspricht oder größer ist. Die Kugel 22 oder ein entsprechendes gegebenenfalls konisch ausgebildetes Widerlager kann mit Schneidkanten versehen sein, die entweder direkt an der Kugel ausgebildet sind, durch aufgetragene Diamantsplitter oder dergleichen oder aber eine mit Mikroschneidkanten versehene Folie sind; insbesondere im letzteren Fall ist das Widerlager vorzugsweise als Kegel oder auch Zylinder ausgebildet.

Die sich zwischen den Bereichen 7, 8 frei erstreckenden Einzeldrähte 2, 3, 4 sind zumindestens im Mittelbereich ihrer Längserstreckung A mit Schneiden 16 versehen. Die Schneiden 16 sind dabei im wesentlichen tangential zum zentralen Zugdraht 21 bzw. einen durch die Drähte 2, 3, 4 gebildeten Rotationsellipsoid gerichtet. Sie können dabei von einer Seite jedes Drahtes ausgebildet sein und zwar wenn nur eine Drehrichtung vorgesehen ist dann in Drehrichtung; vorzugsweise sind sie aber an zwei Seiten ausgebildet, so daß die erfindungsgemäße Vorrichtung mit zwei Drehrichtungen eingesetzt werden kann. Weiterhin liegen die Schneidkanten 16 radial gesehen (zum Draht 21 bzw. dem erwähnten Rotationskörper) möglichst außerhalb, wie dies in der Fig. 3 dargestellt ist. Alternativ müßten die Drähte 2, 3, 4 des der durch sie gebildeten Körbchens keine Schneidkanten aufweisen, können vielmehr auch stumpf, beispielsweise aus Runddraht ausgebildet sein, wie dies in der Fig. 3a dargestellt ist.

Wenn nun die Drähte 2 bis 4 mit ihren Schneidkantenbereichen 16 in der aus Fig. 1 ersichtlichen unbelasteten Stellung, bei denen sie nur eine geringe Querschnittsfläche umschließen durch den Katheter 6 in den Bereich einer Stenose eines Gefäßes, gegebenenfalls nach Rekanalisation eingebracht wurde, so kann eine Atherektomie vorgenommen werden, indem der Zugdraht 21 vom distalen Ende der Vorrichtung her in distale Richtung gezogen wird. Hierzu werden die freigespannten Drähte 2 bis 4 axial belastet und ihre Enden axial gegeneinander gedrückt, wodurch die Mittelbereiche der Drähte nach außen gedrückt werden. Durch Rotation der Drähte 2 bis 4, gegebenenfalls durch einen am distalen Ende des Hohlrautes 1 angreifenden motorischen - vorzugsweise batterie- oder akkubetriebenen - Antrieb können durch die Schneidkanten 16 Ablagerungen im Bereich der Stenose abgetragen werden und derart das Gefäß wieder weitgehend freigelegt werden, indem der Radius des durch die Drähte 2 bis 4 gebildeten Rotationsellipsoids stufenweise oder kontinuierlich bis zu dem gewünschten Umfang erweitert wird. Insbesondere kann eine Freilegung bis zu einem Querschnitt erreicht werden, der über dem Querschnitt des Einführungskatheters 6 liegt. Weiterhin wird durch die erfindungsgemäße

8

maße Vorrichtung erreicht, daß trotz sehr kleiner Funktionstellen im Bereich von fünf Charrière oder "French" (5/3 ≈ ca. 1,7 mm) Gefäße bis zu einem Durchmesser von über zehn Charrière, teilweise bis zu 8 mm freigelegt werden können.

Die Rekanalisation einer gegebenenfalls vollständig geschlossenen Stenose kann in herkömmlich und an sich bekannter Weise erfolgen. Statt dessen kann, wenn das Teil 22, wie eine Kugel mit Schneidelementen versehen ist, die erfindungsgemäße Anordnung bis vor die Stenose vorgeschoben werden, wobei der Zugdraht 21 als Führungsdraht dienen kann. Auf jeden Fall wird, sobald die Kugel 22 unter der gleichen an der Stenose zur Anlage kommt der Zugdraht 21 in Rotation versetzt, so daß die Kugel 22 oder dergleichen die Stenose rekanalisieren kann und sich daher derart selbst einen Durchgang durch diese schaffen kann. Vorzugsweise wird die ganze Anordnung einschließlich der sich frei erstreckenden Drahtbereiche 2 bis 4 durch die Stenose hindurchgeschoben, anschließend die Aufweitung vorgenommen und durch Rückwärtsziehen der Drähte 2 bis 4 die oben erwähnte Erweiterung geschaffen.

Das abgeschaltete Plaque-Material wird vorzugsweise durch den Katheter 6 abgesaugt, wobei es, wie er in der Fig. 1 und 2 dargestellt ist, neben dem Hohlrohr 1 abgesaugt werden kann. Grundsätzlich kann auch ein zwellumiger Katheter mit einem Nebenumen verwendet werden, durch welches Streptokinase oder dergleichen zum Auflösen von Ablagerungen eingespritzt werden kann.

Eine Katheteranordnung 6, wie sie im Rahmen der Erfindung eingesetzt werden kann, ist in der Fig. 4 dargestellt. Der Katheter 6 weist in seinem distalen Bereich 27 einen Abzweig 29 auf. An dem Abzweig 29 ist ein Schlauchteil 30 befestigt, das mit seinem dem Abzweig 29 abgewandten Ende 37 über einen Adapter 28 mit einer Absaugeinrichtung verbindbar ist, um die abgeschnittenen Ablagerungen durch den Katheter 6 abzusaugen. In bevorzugter Ausgestaltung ist die Absaugeinrichtung eine motorisch, insbesondere elektrisch, vorzugsweise batteriebetriebene Pumpe, deren Absaugrate veränderbar, wie einstellbar, steuerbar oder regelbar ist.

Proximal des Abzweigs 29 ist ein dichter Durchlaß für die Drähte 1, 21 vorgesehen. Die Dichtung ist dabei vorzugsweise derart ausgebildet, daß in einem Ventiltail 61, wie eines hämostatischen Ventils, ein kurzes, elastisches und flexibles Schlauchteil angeordnet ist, dessen Durchmesser im unbelasteten Zustand derart ist, daß der Hohlrohr 1 und auch der Zugdraht 21 mit seiner Kugel 22 im unbelasteten Zustand des Schlauchteils durch dieses frei hindurchgesteckt werden kann. Ein Hülsenansatz 62 ist mit einem Gewinde versehen. Auf diesem sitzt eine mit einem Innengewinde versehene Kappe 63 auf. Die Kappe 63 drückt mit ihrer Stirnseite 64, wenn sie zum Abzweig 29 hingeschraubt wird, das Schlauchstück axial zusammen, wodurch dieses sich am Hohlrohr 1 anlegt und eine sichere, zuverlässige Abdichtung bildet. Der Hohlrohr 1 kann dann weiterhin unter Reibung axial vor- und zurückgeschoben werden.

Ein distales Ende 31 des Hohlrautes 1 ist in einer angetriebenen Hohlwelle 39 eines Antriebsmotors 38 axial verschiebbar, kann aber mit der Welle axial- und drehfest verspannt werden, beispielsweise über eine Verspanneinrichtung 32. Die Hohlwelle 39 ist im Motor 38 drehantreibbar gelagert. Entweder sie oder eine weitere Hohlwelle 33 ragt am rückwärtigen Ende 34 des Motors 38 aus diesem heraus. Durch die Hohlwellen 33,

9

DE 40 25 799 A1

33 erstreckt sich der Zugdraht 21, der über eine Klemmeinrichtung 36 drehfest mit der Welle 33 (die wie gesagt gegebenenfalls einstückig mit der Welle 39 ausgebildet sein kann) verbunden wird.

Nach Einbringen der erfindungsgemäßen Anordnung in das freizulegende Gefäß und mit der Kugel 22 oder dergleichen bis vor den Verschuß wird der Motor 38 eingeschaltet, so daß der Zugdraht 21 (gegebenenfalls auch der Hohlrohr 1) und insbesondere die mit dem Zugdraht 21 verbundene gegebenenfalls aufgeraute Kugel 22 in Drehungen versetzt wird. Die Kugel 22 wird dann durch Vordringen des Motors 38 in proximaler Richtung unter ihrer durch die Drehung bewirkten Schneidwirkung gegen den Verschuß und durch diesen hindurchgedrückt, bis eine Rekanalisation erreicht ist. Anschließend wird der Hohlrohr 1 mit seinem vorderen Hohlrohransatz 9 sowie den Einzeldrahtbereichen 2 bis 4 durch den Kanal des zur proximalen Seite der Stenose hindurchgeschoben. Daraufhin kann die Klemmeinrichtung 36 gelöst werden. Der Zugdraht 21 wird zurückgezogen, so daß eine Relativverschiebung des Zugdrahtes 21 zum Hohlrohr 1 bewirkt wird. Der Zugdraht 21 nimmt über die Kugel 21 den Hohlrohransatz 9 mit, wodurch die mit den Schneiden 16 versehenen Einzeldrähte 2, 3 und 4 radial nach außen gedrückt werden. Nach Erreichen eines gewünschten Radius wird die Klemmvorrichtung 36 wieder festgelegt und anschließend wird der Motor 38 in Betrieb gesetzt, so daß sich das durch die Einzeldrähte 2 bis 4 gebildete Körbchen dreht und unter Zurückziehen des Motors 38 und damit der beiden Drähte 1 und 21 einen gewünschten Hohlzylinder aus der Stenose herauschneidet.

Dieser Vorgang kann gegebenenfalls mehrmals wiederholt werden, bis der gewünschte Durchmesser im Gefäß freigelegt ist.

In Fig. 5 ist eine zweite Ausführungsform dargestellt. Am proximalen Ende des Hohlrohres 1 ist eine zangenartige Vorrichtung angeordnet, die über einen im Inneren des Hohlrohres 1 liegenden Draht oder dergleichen in bekannter Weise zum Öffnen und Schließen der Zange steuerbar ist. In der vereinfachten Darstellung (Fig. 5) weist die Zange zwei Zangenbacken 19 mit Schneiden 16 auf. In dieser Ausführung sind die Außenseiten der Backen 19 angeschliffen und sie bilden die Außenschneiden 17, außerdem sind die Frontkanten der Backen 19 angeschliffen zur Bildung der Frontschneiden 18.

Diese Vorrichtung wird vorzugsweise so eingesetzt, daß die Zange im geschlossenen Zustand durch den Einführungskatheter 6 bis zur Stenose vorgeschoben wird. Über den Hohlrohr 1 wird die Zange in Rotation versetzt und beim weiteren Vorschieben mittels des Hohlrohres 1 können die Frontschneiden 18 die Stenose durchdringen. Die Zange wird dann in bekannter Weise, z. B. durch den Zugdraht 21 gesteuert, auf den gewünschten Durchmesser gespreizt und unter Rotation zurückgezogen. Dabei wird die Stenose durch die Außenschneiden 17 auf den eingestellten Durchmesser ausgeschält.

In Fig. 6 ist eine weitere Ausführungsform dargestellt. Diese basiert auf einer Art "Silverman-Nadel" 60, die zwei Enden 61 mit Schneiden 16 aufweist. Die beiden Enden 61 haben eine innere Spannung, so daß diese sich so weit spreizen, wie es in dieser Ausführung durch die verschiebbare Hülse 62 ermöglicht wird. Die Hülse 62 kann z. B. mit dem Hohlrohr 1 verbunden bzw. identisch sein, und die Nadel 60 über den sonst als Zugdraht 21 benutzten inneren Draht in Rotation versetzt wer-

10

den, wenn dieser mit der Nadel 60 drehfest verbunden ist. Durch relatives, axiales Verschieben der Hülse 62 gegen die Nadel 60 spreizen sich die Enden 61 aufgrund ihrer Eigenspannung auf den gewünschten Durchmesser und entsprechend den Ausführungen zu Fig. 5 kann mittels der Schneiden 16 eine Stenose durch Rotation der Nadel 60 und Vor- bzw. Zurückziehen von Nadel 60 und Hülse 62 ausgehöhlt werden.

Der erfindungsgemäße Antrieb 71 (Fig. 8 bis 11) weist ein Gehäuse 72 auf, in dem sich ein Elektromotor sowie eine Energiequelle, sowie eine Batterie oder ein Akkumulator befindet, der über die Öffnung 74 in das Gehäuse einschiebbar ist. Im Gehäuse befindet sich weiterhin ein Drehzahlregler für den Motor, der über einen Einstellknopf 76 steuerbar ist, so daß die Drehzahl in gewünschten Bereichen beispielsweise zwischen 0 und 2000 Umdrehungen pro Minute oder mehr einstellbar und auch veränderbar ist. Im Gehäuse ist weiterhin eine Anzeige 77, hier eine LCD-Anzeige vorgesehen, die anzeigt, wann die Energie des Energiespeichers aufgebraucht und daher ein Wechsel notwendig ist. Weiterhin ist der Antrieb 71 mit einem Ein- und Ausschalten zum Ein- und Ausschalten des Drehantriebs versehen. An der Vorderseite des Antriebs 71 ist am Gehäuse eine Brücke 79 vorgesehen, die an ihrem dem Gehäuse 72 abgewandten Ende (bei 11) einen von der Oberseite offenen Durchbruch mit hinterschnittenen seitlichen Nuten 83 Durchbruch 82 aufweist, in die radial Flansche an einem hohlen Führungsteil, wie einem Absaugkatheter einsetzbar sind, so daß diese relativ zum Antrieb 71 und insbesondere dessen Gehäuse 72, insbesondere in axialer Richtung festlegbar ist.

In den von der Haltebrücke 79 für den Katheter umgebenen Raum ragt ein Anschlußteil 80 mit einer Antriebswelle 84, die an ihrem freien Ende mit einem Verbindungsansatz 88, wie beispielsweise einem männlichen Luer-Lok versehen ist. Hier ist über das weibliche Luer-Teil eine Einrichtung zum Entfernen der Ablagerungen durch Drehen dieser Einrichtung, wie eine Rotationsspirale, drehfest anbringbar. Die genannte Einrichtung oder Rotationsspirale weist über ihre etwa der Länge des hohlen Führungsteils oder Katheters entsprechenden Länge eine gerade Welle auf und kann an ihrem proximalen Ende, das heißt dem dem Antrieb 71 abgewandten Ende mit einer Wendelausbildung sowie an dieser anschließend einer Kugel mit oder ohne Schneidkantenausbildung oder aber auch mit einem radial spreizbaren Körbchen, gegebenenfalls mit Scheidenausbildung versehen sein.

Auf der Oberseite des Gehäuses befindet sich ein Schiebeteil 87, mit welchem zu diesem drehbar, aber axial fest die Welle 84 verbunden ist. Die Welle 84 steht wiederum in axialem, aber drehfesten Eingriff mit einem Abtriebsstummel des im Gehäuse 72 befindlichen Motors.

Eine konkrete Ausführungsform dieser Verbindung ist in der Fig. 3 dargestellt. Die Antriebswelle 84 trägt an ihrem vorderen Ende drehfest den Luer-Lok 86. Sie weist ebenfalls drehfest mit Abstand zueinander angeordnete Radialflansche 41, 42 auf, die beispielsweise an einer aufgesetzten Hülse 43, wie einer mit der Welle 84 festgelöteten Messinghülse ausgebildet sein können. Zwischen den Flanschen 41, 42 greift an der Welle 84 oder der mit dieser verbundenen Hülse 43 unter Gewährleistung der Drehbeweglichkeit ein C-förmiges Teil 44 an, das über die Welle 84 beziehungsweise die Hülse 43 geschnappt wurde und fest mit dem Schiebeteil verbunden, beispielsweise mit diesem einstellig aus-

DE 40 25 799 A1

11

gebildet ist.

Insens der Flanschen 41, 42 ragt die Welle 84 in eine Führungshülse 45, die über ein Lager 46 drehbar relativ zum Gehäuse gelagert ist. Am Ende der Führungshülse ragt die Abtriebswelle 47 eines Motors 48 in die Hülse 45 und ist durch eine durch Querbohrungen 49 mittels eines Stüts 50 drehfest mit dieser verbunden. Der Querschnitt des in die Führungshülse 45 ragenden Teils 84a der Welle 84 sowie der Innenquerschnitt der Führungshülse 45 sind nicht kreisförmig, sondern haben eine von der Kreisform abweichende Form, beispielsweise eine Abflachung, so daß die Welle 84 von der durch den Motor 48 angetriebenen Führungshülse 45 mitgedreht werden kann. Die Welle 84 wird weiterhin noch durch ein Lager 50a, relativ zu dem sie verschiebbar und drehfest ist, geführt.

Durch die beschriebene Ausgestaltung ist einerseits der Drehantrieb der Welle 84 durch den Motor 48 und andererseits die axiale Verschiebbarkeit der Welle 84 relativ zu und in der Hülse 45 gesichert.

In der Fig. 11 ist schematisch eine Ausführungsform zur Umsetzung des vom Drehantrieb für das Anschlußteil 84 abgeleiteten linearen Hin- und Herbewegens für dieses dargestellt. Das Anschlußteil 84 ist drehbeweglich, aber axial fest mit einer Hülse 51 — ähnlich der der erwähnten Hülse 43 — verbunden, beispielsweise durch beidseitig der Hülse 51 fest auf den Anschlußteil 84 aufsitzen den Radialflansche 52. Um die Reibung zu vermindern, kann im Inneren der Hülse 51 zwischen dieser und dem Anschlußteil 84 eine übliche Lagerung ausgebildet sein. Im Außenumfang der Hülse befindet sich eine geschlossene Nut, die mäanderförmig von der einen Stirnseite der Hülse und um diese weiter herum wieder zur ersten Stirnseite zurückgeführt ist. In die Nut greift der Nocken 56 einer weiteren Drehhülse 57 ein. Damit die Hülse 51 sich nicht bei Drehung der Hülse 57 mitdreht, ist sie über einen Nocken 63 in einer Nut 64 der Wandung 67 des Gehäuses 72 oder eines mit diesem fest verbundenen Teils geführt. Bei Drehung der Hülse 57 drängt der Nocken 56 gegen die zu seiner Drehrichtung schräg verlaufende Wandung der Nut 53 der Hülse 51. Da diese sich aufgrund ihrer Linearführung 63, 64 in der Wandung 67 nicht mitdrehen kann, wird sie durch den Nocken 56 axial verschoben, bis der Nocken 56 zu einem der Umkehrpunkte der Nut 53 bei den Stirnbereichen der Hülse 51 gelangt, wo die Linearbewegung dann umgedreht wird. Über die Flansche 52 nimmt die Hülse 51 das Anschlußteil 84 bei ihrer Hin- und Herbewegung mit. Der Drehantrieb der Drehhülse 57 kann vom Drehantrieb des Motors abgeleitet werden, und zwar, da die Hin- und Herbewegung der Hülse 51 und damit die Drehbewegung der Hülse 57 wesentlich geringer sein soll als die Drehbewegung des Motors über ein Untersetzungsgetriebe, das beispielsweise in Form von Sonnenrad-Planeten-Getrieben mit in der Hülse 57 ausgebildeten Innenzahnrad, in Form von Uhrwerksgetrieben oder dergleichen ausgebildet sein kann. Der Drehantrieb der Welle 84 und damit des Anschlußteils 10 erfolgt in der gleichen Weise direkt, wie dies unter Bezugnahme auf Fig. 8 beschrieben wurde.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Atherektomie mit mindestens einem drehbaren Teil zum Abtragen von Ablagerungen, Okklusionen, oder dergleichen in einem Gefäß, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Teil (2, 3, 4) zwischen einer achsnahen Stellung und

12

einer radial spreizbaren Stellung verstellbar ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Teil in seiner gespreizten Stellung vorgespannt ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Teil aus einer Ti-Ni-Legierung (Titan-Nickel, Nitinol) besteht.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Teil durch Einziehen in ein hohles längliches Führungsteil (Katheter) in seine achsnahen Stellung bringbar ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß Endbereiche des drehbaren Elements (2, 3, 4) bei der radialen Spreizung axial aufeinander zubewegt werden.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die drehbaren Elemente Drahtabschnitte (2, 3, 4) sind, die an mit Abstand voneinander angeordneten Verbindungsstellen (7, 8) zusammengehalten sind und daß die Verbindungsstellen (7, 8) axial aufeinander zubewegbar sind, wodurch die Drahtabschnitte (2, 3, 4) insbesondere in ihren mittleren Bereichen spreizbar sind.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare, einstellbare Teil an seinem vorderen Ende in einen flexiblen Führungsdrahtabschnitt übergeht, der an seinem vorderen Ende zumindestens abgerundet ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das vordere Ende des Führungsdrahtabschnittes mit einer Kugel versehen ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1, 3 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß durch die Verbindungsstellen (7, 8) ein Zugdraht (21) geführt ist, mittels dem die Verbindungsstellen (7, 8) zueinander hinziehbar sind.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Drahtabschnitte (2, 3, 4) im Bereich der Verbindungsstellen (7, 8) durch Hülsen (11, 12) zusammengehalten sind.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die drehbaren Elemente (2, 3, 4) proximal mit einem schraubenförmig gewickelten Hohlrohr (1) verbunden sind.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß sich an das drehbare Teil bzw. die Drahtabschnitte (2, 3, 4) proximal ein schraubenförmig gewickelter Hohlrohransatz (9) anschließt.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß das drehbare Teil bzw. die Drahtabschnitte (2, 3, 4) einstückig mit den Hohlrohrteilen (1, 9) ausgebildet sind.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß das spreizbare drehbare Teil aus Randdraht besteht.

15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die drehbaren Elemente (2, 3, 4) Schneiden (16) aufweisen.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) durch Anschleifen der Einzeldrähte (2, 3, 4) gebildet sind.

17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) sich nur über einen Teil (A) der Länge der Einzeldrähte (2, 3, 4) erstrecken.

18. Vorrichtung nach den Ansprüchen 9 und 11,

DE 40 25 799 A1

13

14

dadurch gekennzeichnet, daß Zugdraht (21) sich durch den Hohlrohr (1,9) erstreckt.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß der Zugdraht (21) die Schneiden (16) bzw. Einzeldrähte (2, 3, 4) proximal überragt und an seinem überragenden Ende (bei 13) ein erweitertes Widerlager (Kugel 22) gegen eine distal ausgeübte Zugkraft befestigt ist.

20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß der proximale Hohlrohransatz (9) an seinem proximalen Ende (bei 13) mit einer Verstärkung (Hülse 14) versehen ist.

21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 19 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager als Kugel (22) ausgebildet ist.

22. Vorrichtung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager (22) mit Schneidteilen versehen ist.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß Zugdraht (21) und Hohlrohr (1) relativ zu einem motorischen Antrieb (38) axial einstellbar und festspannbar sind.

24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß der Zugdraht (21) als Hohlrohr ausgebildet ist und sich dessen Hohlraum gegebenenfalls durch das Widerlager (22) hindurch erstreckt.

25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneide(n) sich in der achsnahen Stellung im wesentlichen axial erstreckt (erstrecken).

26. Vorrichtung nach Anspruch 15 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) zangenartig ausgebildet sind.

27. Vorrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneiden (16) angeschliffene Axialkanten der Zangenbacken sind.

28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 27, gekennzeichnet durch einen motorischen Rotationsantrieb für die drehbaren Elemente (16).

29. Vorrichtung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, daß der motorische Drehantrieb (38) im Bereich der distalen Enden (bei 34, 37) an dem Hohlrohr (1) und/ oder dem Zugdraht (21) drehfest angreift.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

50

55

60

65

ZEICHNUNGEN SEITE 1

Nummer:
Int. Cl. 5:
Offenlegungstag:

DE 40 25 799 A1
A 61 B 17/22
20. Februar 1992

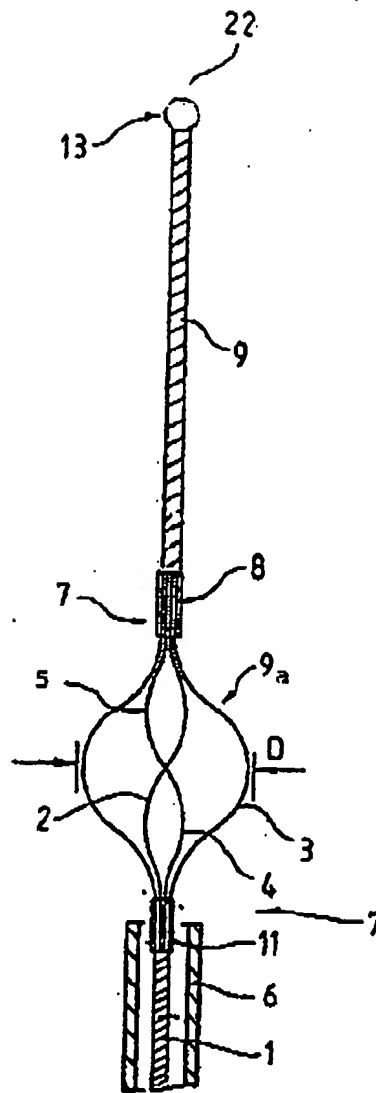


Fig. 1

ZEICHNUNGEN SEITE 2

Nummer: DE 40 25 799 A1
Int. Cl. 5: A61 B 17/22
Offenlegungstag: 20. Februar 1992

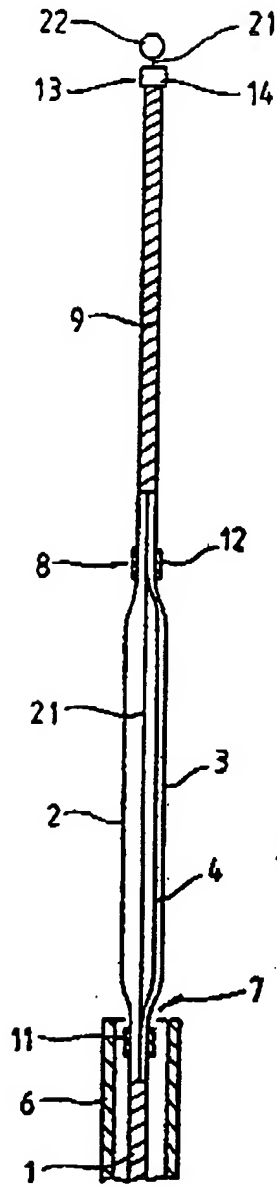


Fig. 2

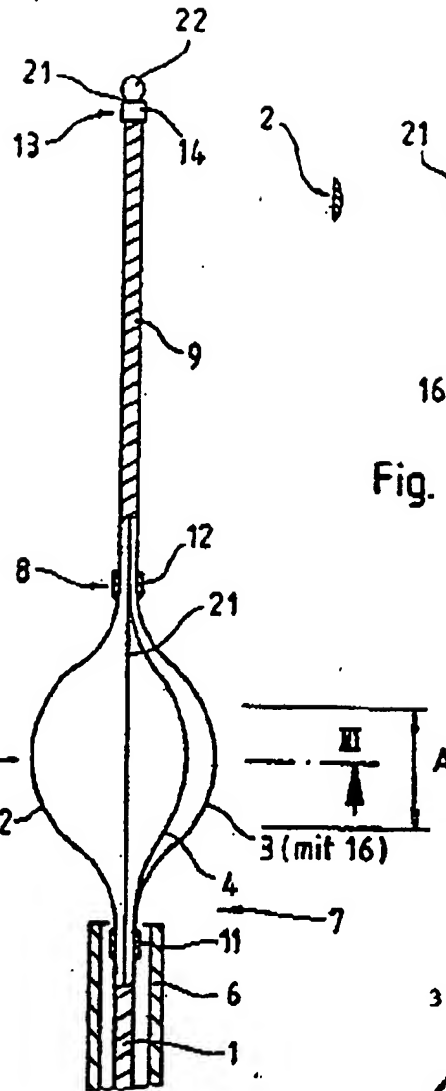


Fig. 3

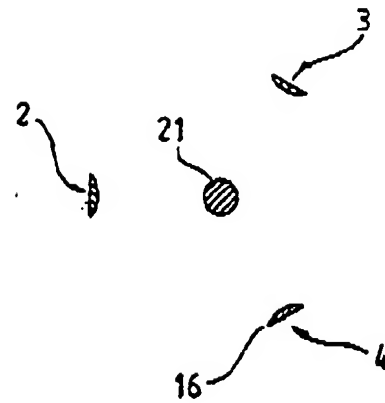


Fig. 4

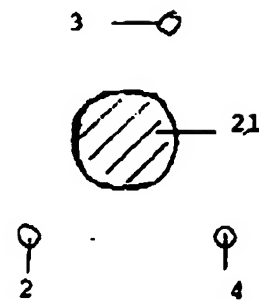


Fig. 4a

ZEICHNUNGEN SEITE 3

Nummer:
Int. Cl.⁵:
Offenlegungstag:

DE 40 35 789 A1
A 61 B 17/22
20. Februar 1992

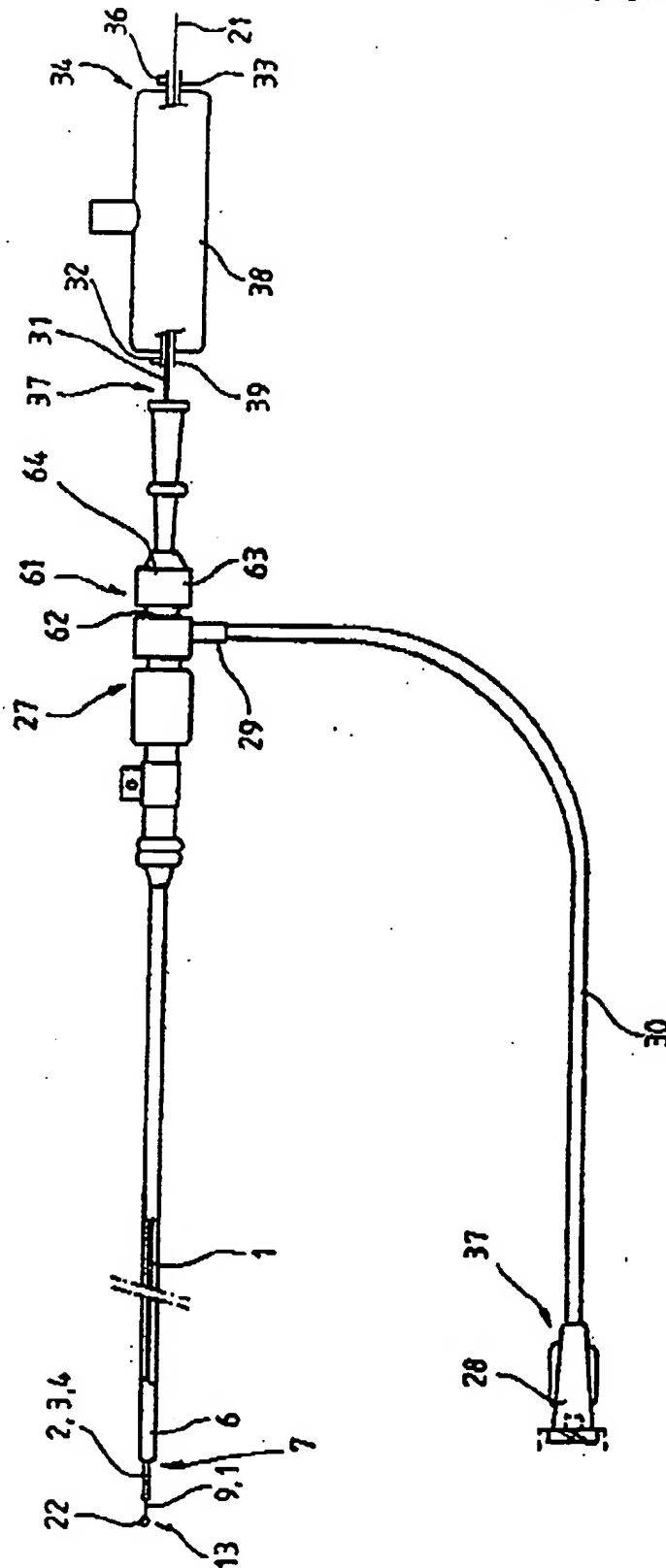


Fig. 5

ZEICHNUNGEN SEITE 4

Nummer:
Int. Cl. 8:
Offenlegungstag:

DE 40 25 799 A1
A 61 B 17/22
20. Februar 1992

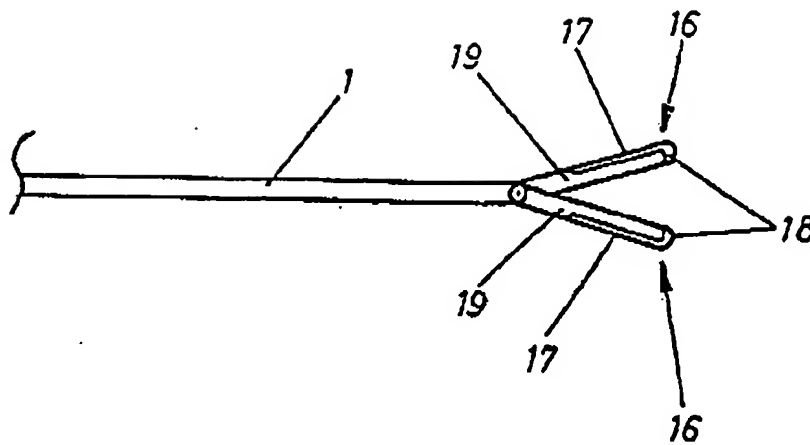


Fig. 6

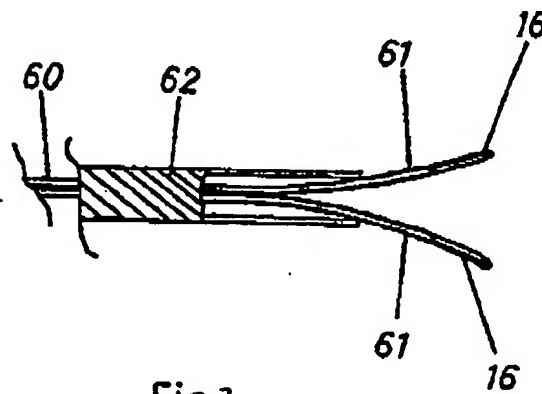


Fig. 7

ZEICHNUNGEN SEITE 5

Nummer: DE 40 25 789 A1
Int. Cl.⁵: A 61 B 17/22
Offenlegungstag: 20. Februar 1992

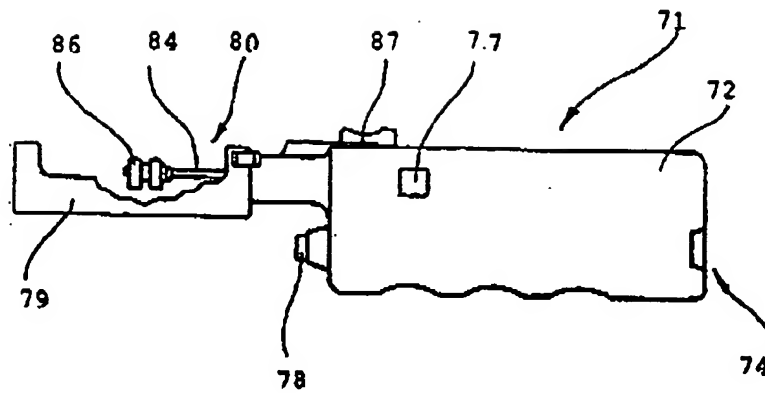


Fig. 8

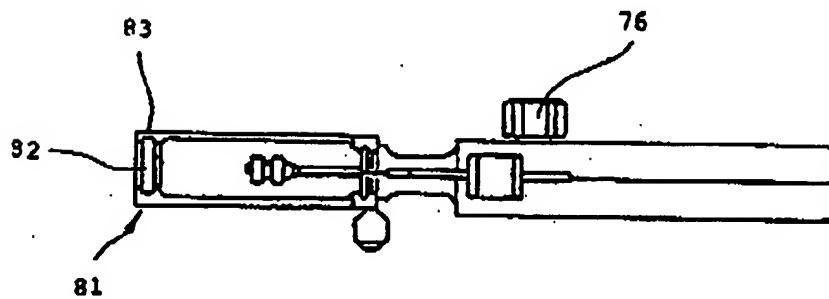


Fig. 9

ZEICHNUNGEN SEITE 6

Nummer: DE 40 25 789 A1
 Int. Cl. 8: A 61 B 17/22
 Offenlegungstag: 20. Februar 1992

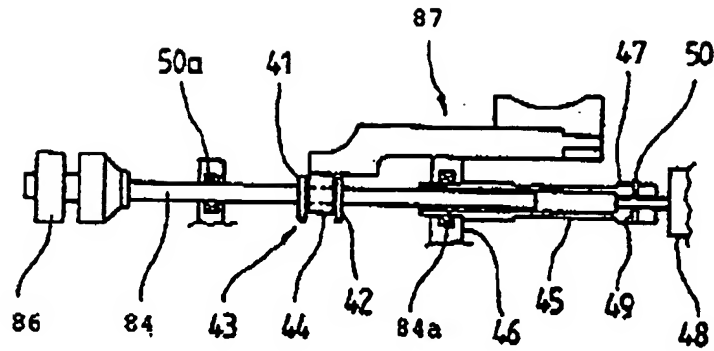


Fig. 10

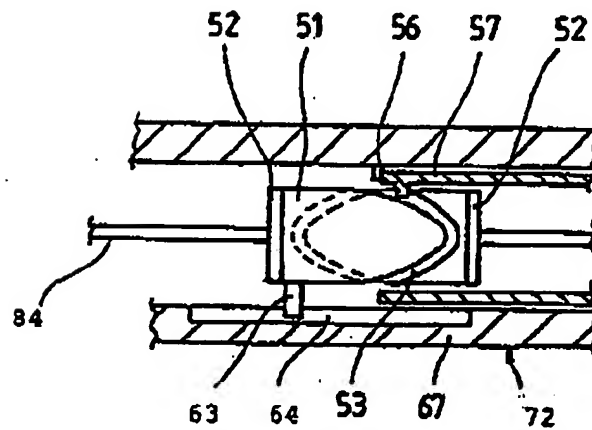


Fig. 11

?e pn=de 4025799

Ref Items Index-term

E1 1 PN=DE 4025797

E2 1 PN=DE 4025798

E3 1 *PN=DE 4025799

E4 1 PN=DE 4025803

E5 1 PN=DE 4025804

E6 1 PN=DE 4025806

E7 1 PN=DE 4025808

E8 1 PN=DE 4025809

E9 1 PN=DE 4025811

E10 1 PN=DE 4025812

E11 1 PN=DE 4025813

E12 1 PN=DE 4025814

Enter P or PAGE for more

?s e3

S3 1 PN='DE 4025799'

?t 3/9/1

3/9/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

008938575 **Image available**

WPI Acc No: 1992-065844/ 199209

XRPX Acc No: N92-049410

Appts. for atherectomy - has rotatable part for removal of deposits, occlusions or similar from vasi, and adjustable between two positions

Patent Assignee: ANGIOMED AG (ANGI-N)

Inventor: LINDENBERG J; SCHNEPPPE W; STARCK E

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No Kind Date Applicat No Kind Date Week

DE 4025799 A 19920220 DE 4025799 A 19900815 199209 B

Priority Applications (No Type Date): DE 4025799 A 19900815

Abstract (Basic): DE 4025799 A

The rotor (2-4) of the appts. can be adjusted between a position close to its axis and one in which it is radially extended. In the latter position, it is tensioned, and it is made of a titanium-nickel alloy. In its position close to its axis, the part is drawn into a catheter.

The sections of the rotatable part are of wire, and are held together at union points slightly spaced apart. These union points (7,8) can be moved axially towards one another, so that the wire sections, partic. in their central area, can be splayed outwards. The rotatable part evolves at its front end into a flexible guide wire section which is rounded at its front end, being provided with a ball.
USE - In surgery, to remove deposits, occlusions, or similar from

corporeal vasi. (14pp Dwg.No.1/11)

Title Terms: APPARATUS; ROTATING; PART; REMOVE; DEPOSIT; OCCLUDE;
SIMILAR;

ADJUST; TWO; POSITION

Derwent Class: P31

International Patent Class (Additional): A61B-017/22

File Segment: EngPI